

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許番号

第2648377号

(45) 発行日 平成9年(1997)8月27日

(24) 登録日 平成9年(1997)5月9日

(51) Int.Cl.<sup>9</sup>

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 10/00

A 6 1 B 10/00

E

請求項の数13(全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平1-504286

(86) (22) 出願日 平成1年(1989)3月13日

(65) 公表番号 特表平4-500762

(43) 公表日 平成4年(1992)2月13日

(86) 国際出願番号 P C T / U S 8 9 / 0 0 9 9 7

(87) 国際公開番号 W O 8 9 / 0 8 4 2 8

(87) 国際公開日 平成1年(1989)9月21日

(31) 優先権主張番号 1 6 7 , 7 1 1

(32) 優先日 1988年3月14日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(31) 優先権主張番号 2 5 2 , 5 4 8

(32) 優先日 1988年10月3日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(73) 特許権者 999999999

ヒュートレックス インコーポレイテッ  
ド

アメリカ合衆国20879メリーランド州、  
ガイサーズバーグ、エアパーク ロード  
7845

(72) 発明者 ローゼンタール、ロバート、ディー、

アメリカ合衆国20879 メリーランド州  
ガイサーズバーグ、ハロウウェル ドラ  
イブ 9805

(74) 代理人 弁理士 浅村 皓 (外3名)

審査官 大橋 賢一

(56) 参考文献 特開 昭59-207131 (J P, A)  
米国特許4633087 (U S, A)

(54) 【発明の名称】 体脂肪率を測定するための近赤外線定量測定装置

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】以下の(a)から(e)を備えた被測定対象の体脂肪率を測定するための近赤外線定量測定装置。

(a) 実質的に単一波長の近赤外線を発する点光源、

(b) 近赤外線を電気信号として検出するための近赤外線検出器、

(c) 該点光源からの近赤外線が直接に該近赤外線検出器に入射するのを防ぐための手段、

(d) 被測定対象に対し、該点光源を押し当てて、該被測定対象に近赤外線を導き、該近赤外線と該被測定対象との間に生じたインタラクションを体脂肪の含有量に

10

応じた電気信号として検出するように該近赤外線検出器を配置する手段、および、  
(e) 体脂肪率を表示するために前記電気信号を体脂肪率に対応した電気信号に変換する手段。

2

【請求項2】前記点光源は1つのIREDを含む請求項1に記載の装置。

【請求項3】前記点光源は、IREDと、このIREDに隣り合  
って配列され、前記被測定対象に押し当てられるべき近  
赤外線を透す透明な窓部材を備えた請求項1に記載の装  
置。

【請求項4】近赤外線の波長は740~1100ナノ・メータ  
の範囲内にある請求項1に記載の装置。

【請求項5】近赤外線の波長は945~955ナノ・メータの  
範囲内にある請求項1に記載の装置。

【請求項6】近赤外線の波長は950ナノ・メータである  
請求項1に記載の装置。

【請求項7】以下の(a)から(f)を有する被検体の  
体脂肪率を測定するための近赤外線定量測定装置。

(a) 被検体に当てるための1つの当接面を有するケ

ース、

(b) 実質的に、単一波長の近赤外線を発生する点光源であって該当接面から被検体に近赤外線を導く点光源、

(c) 該点光源と近接して該当接面に配置され、近赤外線を電気信号として検出するための近赤外線検出器、

(d) 前記点光源と、前記検出器の間での直接的干渉を防ぐための手段、

(e) 該検出器からの電気信号を増幅するための電気信号増幅器、

(f) 狭帯域近赤外線を体脂肪率として表示するために、該増幅器で増幅された電気信号を信号処理し、表示する信号処理手段。

【請求項 8】近赤外線の波長は 740～1100 ナノ・メートルの範囲内にある請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】近赤外線の波長は 945～955 ナノ・メートルの範囲内で測定を行う請求項 7 に記載の装置。

【請求項 10】近赤外線の波長は 950 ナノ・メートルに中心をもっている請求項 7 に記載の装置。

【請求項 11】前記信号処理手段は前記増幅器からの電気信号と前記被検体の肉体的パラメータの多元データとを利用している請求項 7 に記載の装置。

【請求項 12】前記肉体的パラメータは身長、体重、性別、人種、腰回り、腕回り、とそれらの組合せである請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】前記当接面を取りまいて配設され、既知の又はあらかじめ決められている反射率をもつ反射しやすい表面から成り立っている標準反射鏡スリーブをさらに備えた請求項 7 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

発明の背景

発明の分野

本発明は、人や動物の体内で脂肪組織の占める割合、即ち体脂肪率を近赤外線定量測定装置に関する。

背景技術の説明

肥満が短命の要因のひとつであることは衆知であるが、最近の研究によって高い脂肪率は、心臓病や、糖尿病、その他の障害をひきおこすことが明らかとなった。

(ストークス他 Metabolic Complications of Human Obesity; 他の学問の出版物、B.V. (Biomedical Division); ジェーバグウ他; PP. 49-57 [1985])。

そのようなわけで、体脂肪率を測定する数多くの技術が発表され、米国農務省 (USDA) の調査によれば、近赤外線インタラクタンスによる体脂肪率測定法が (コンウェイ等の The American Journal of Clinical Nutrition 40:1123-1130 [1984]) に発表されている。

近赤外線インタラクタンスの技術

ローゼンタール等の発明による米国特許 No. 4633087 に記載され、人体の体脂肪率を計る装置として既に商品化されている。

しかしながら、これらの装置は、コスト的に高価であるので、主な需要先はヘルス・クラブ、病院、スポーツクラブ等が主なところで個人的に使用されることは極めてまれである。

前出の米国特許 No. 4633087 に記載された方法は、1 つより多い数の近赤外波長を使用している。

この理由は、吸収曲線の傾きを離れた 2 点間の差で表しており、下記の (1)～(6) に示す理由により、前記 USP 4633087 に表されている方法は、安価な I・R・E・D (赤外発光ダイオード) を使っているにも拘らず、製品のコストダウンに寄与しない。

(1) 一つの波長に対して 2 ケ又はそれ以上の IRED を使用することが望ましい。

(2) 測定に必要な時間、IRED を点滅し続けなければならない。

(3) 2 波長使用しているので、その波長間の出力バランスをとる必要があり、そのための調整装置が必要である。

(4) 2 波長使用しているので、信号の識別が必要であるだけでなく、統計処理の重回帰演算を行なはなければならない。

(5) 表示装置が大規模になる。

(6) 重回帰演算を行うための入力装置が大規模になる。

上記の 6 項目に加え個々のユニットに関して重回帰演算のためのデータ採取を必要とし、よって労力と製品ユニット製作上の失敗も多発する。

以上の点を改良したのが本発明の方法・装置である。  
発明の概要

30 本発明は身体と近赤外線放射の間における光学インタラクタンスとの原理によって体脂肪率を決定するものである。

体内での光学的吸収は一つの近赤外波長によって測定され、体脂肪率が決定される。又その吸収は身長、体重、運動量、性別、人種によっても影響される。

一点に照射された近赤外光は体内に入り、体脂肪率に応じて吸収された残り分のエネルギーが光の強さとして検出される。

この際の光放射部 (検出部の先端) には拡散部材は必要ない。このことは 1 波長を用いた簡単なグローブが実用化されたことを意味する。

但し、この場合においても、前出の身体のパラメータ (特に身長、体重) を考慮する必要がある。

図面の簡単な説明

第 1 図は本発明による装置の構成図

第 2 図は第 1 図中の IRED 部分の断面詳細図

第 3 図は第 1 図中の底部の断面詳細図

第 4A 図は光源密度値 (937nm) と 14 名の身体の体脂肪値との関係

50 第 4B 図は光源密度値 (947nm) と 14 名の身体の体

脂肪値との関係

第5図は他の実施例の(断面)構成図

第6図は5図の測定器が標準スリーブと組み合わされたときの断面図(一部先端部分のみ)

第7図は電圧出力と体脂肪率との関係

第8図は電圧出力と検出器がIREDから受けた光量の関係  
実施例の詳細な説明

本発明はおよそ740~1100nmの近赤外波長域における光学インタラクタンスの原理を用いた体脂肪測定装置に関する。

そして従来判らなかつた体脂肪率と脂肪の単一波長吸収との関係を説明している。

光学デンシティは一般に  $\log 1/I$  で表せる。

$I$  はインタラクタンスの意味で  $E_s/E_r$  に等しい。

$E_s$  は対象物を計ったときの光エネルギー量で  $E_r$  は標準物を計ったときの光エネルギー量である。

本発明の重要なところは、この  $\log 1/I$  の代りに、ただ単に  $1/I$  を使用することである。

上腕2等筋の中間点、即ち肩と肘の真中を計ることによって体の全脂肪量を測定出来るが、本発明では1波長のみで充分信頼性のある結果を得ている。

1波長測定では体脂肪率の高い人は光が透過し易く、体脂肪率の低い人は通し難い。このようであるから特定した半値巾の光を測定光として使う必要が無いように思えるが、実際は体の組織の脂肪以外の成分が示す吸収特性に影響されるので、半値巾が広すぎではよくない。

市販の950nmのIREDはそれ自体60nmという適度な半値巾をもっているので本発明の装置には最適である。

前出の米国特許4633087とは類似点もあるが全く異なる点をもっている。

第1図において、ブローブ部分10は中空の円筒形のもので、その中空の管状部材12は、所望の帯域巾すなわち約800~約1100nmの近赤外エネルギーを透過し、そしてほとんど吸収しないように選択された半透明の固体物質からなる壁を有する。管状部材12の形成に適した材料は、例えば半透明ナイロン、半透明ポリテトラフルオロエチレン等であるが、これらは限定されない。

所定波長の近赤外線は少なくとも1つの点光源となる手段が、管状部材12の上端部13に配設されている。管状部材12の上端部13にあるこの近赤外点光源手段は、その点光源手段から出た所定波長の近赤外線が管状部材12によって、上端部13から管状部材12の平坦な底面14まで伝達されるような位置に設けられる。

近赤外線光源はIRED16で表わされる。

透光性管状部材12は、脈動状の光源を平滑化するようにより、内部で十分に光散乱が獲られる適当な長さにより、IREDからの光は、管状部材12を透過して、その底面に均一に現われることができる。例えば、直径が1インチで、壁厚が1/8インチの押出半透明ナイロン管の場合の適当な長さは、約1-3/4インチである。

近赤外線の損失を最小にするため、管状部材12は、脈動状光源を均一に平滑化するのに必要な長さ以上にはしないのが好ましい。理想的な管の長さは、市販の赤外ビュウア(ナイトスコープ)を用いれば簡単に決定できる。管を通過する近赤外線を観察し、光が均一に現われるまで管を切り取るようにして、管の寸法を決めることもできる。

次に、シリコン検出器を管の端部に沿って移動させて、出力が均一であるかを調べる。

逆に短いと均一な光が得られず、ブローブの回転によって測定誤差になる。第4A図、第4B図は、14名のサンプル(人体)に対する937nmと947nmのそれぞれの一波長測定時の光学デンシティと体脂肪率の関係を示している。

この時測定に必要な分解能は、二波長測定にくらべて1/10~1/100程度になるであろう。

つまり、測定精度は低くてよい。即ち測定に必要な光が、弱くてもよく1ケのIREDでも、充分な光量を得ることができる。遮光のため、透過性管状部材12の円筒壁の外方は外側管状不透明シールド20で、内方は内側管状不透明シールド22で遮へいされている。管状部材12の上端部13もまた、上部カバー(図示せず)によって周囲光から遮へいされている。IRED16は、管状部材12の上端部13に設けられた凹部24に装着されている。(第2図参照)

近赤外を検出できる光検出器28が、管状部材12の内側の底端部に配設されている。内部管状シールド22が、検出器28と透光性管状部材12との間に設けられ、管状部材12からの近赤外線を検出した時に、電気信号を発生する。

光検出器28は、適当な導電手段33によって電気信号増幅器30の入力側に接続されている。

この増幅器30は、安価な信号増幅器でよく検出器28が検出した放射線に対応して検出器が発生した信号を増幅する。好ましくは、検出器28を管状シールド22内に配設する。増幅器30は、検出器28が発生した信号を増幅した信号を導電線34を介して読取りボックス32へ送る。この読取りボックスに、試料物質S内の脂肪のパーセント値を直接的に表示するディスプレイ36を設けてもよい。

「近赤外エネルギーに対して透明な導電性窓29が装置の電子機構に直接に接地されている。この窓29は、光検出器28の前方に設けられている。この導電性窓は、工場及び機器の敷地内では一般的にみられる電磁妨害雑音から遮へいするためのものである。」

電気信号増幅器30は8ビット出力の積分アナログデジタル変換器40に送られ、更に読み取りBOX32に接続されたデジタルプロセッサ41に接続されている。

この一連の信号の変換は、一波長に対してのみ行なわれる。

本発明では他の複数波長を用いた機器と違い、発光のタイミングをとったり、IREDを切替える必要がない。

「作動時においては、窓29は試験対象物Sの表面に向け

て配置される。管状部材12から出た光は、試験対象物Sと相互作用し、検出器28によって検出される。次に検出器28が電気信号を発生し、この信号は、上記の通り処理される。

一波長測定では、傾きと切辺の計算だけで体脂肪率を求めることが出来るので、コスト・ダウンが可能となる。この場合の計算式は  
体脂肪率 =  $K_0 + K_1 (1/I)$  で表される。

ここにおいて I … 前記定義の通り  $K_0$  … 切辺  $K_1$  … 傾きを示す。

これらの係数を求めるには、既に分析済みのサンプルと光学読み出し値との関係を回帰演算すればよい。そして求められた係数を機器の中に組み入れることによって得られた光学読み取り値から体脂肪率を計算して表示することが出来る。

前出の体脂肪率を表す式がもっともコストが削減できるものであるが、実用的な精度を得るために次式が有効である。

$$\text{体脂肪率} = K_0 + K_1 (\log 1/I)$$

上式で注意したいのは、殆んど近赤外領域の IRED が使用可能である。ということである。

しかしアフリカの黒人種においては、可視域からおおよそ 950nm 近辺までの光吸収がみられる。

そこで市販されている実用上理想的低価格の IRED は 950nm のものである。

更に精密な測定をするために、前に述べたように人体のパラメータ即ち身長、体重、運動量、性別、人種及びウエストおよびヒップのサイズならびに腕の状態を考慮することが必要である。但し、1 波長を用いたときに適した計算式は、

$$\text{体脂肪率} = K_0 + K_1 (\log 1/I) + K_2 (W/100) + K_3 (H/100) + K_4 (S) + K_5 (EL)$$

ここにおいて  $K_0$ 、 $K_1$  は前に書いた。W は体重、H は身長、S は性別、(男性は +0.01) 女性は (-0.01)、EL は運動レベルで (殆んど無しは 0、軽い 0.02、中位 0.05、きつい 0.08)、 $K_2 \sim K_5$  は前出の回帰演算で得られる。

この測定がもし、既知の前出米国特許 4633087 によって行なわれたとすると、

$$\text{体脂肪率} = K_0 + K_{1A} (\log 1/I) + K_{1B} (\log 1/I_2) + K_2 (W/100) + K_3 (H/100) + K_4 (S) + K_5 (EL)$$

の式が概当し、 $K_{1A}$  と  $K_{1B}$  は 2 波長を用いて得られる曲線の傾きに関するものである。

ここでもやはり各係数は重回帰演算によって求められる。 $I_1$ 、 $I_2$  はそれぞれ 2 波長を用いたときの各波長のインタラクタンスである。

前出の米国特許では 2 波長には 937nm と 947nm を使っている。それぞれの波長の誤差は ± 2nm である。と称している。

ここで具体的な係数の一例を 2 台の製品について表はしたものが表:1 である。

表:1

|                 | 製品 A  | 製品 B   |
|-----------------|-------|--------|
| $K_0$           | 94.3  | 84.2   |
| $K_{1A}$        | -15.5 | -16.3  |
| $K_{1B}$        | -8.0  | -6.2   |
| $K_2$           | 8.3   | 8.1    |
| $K_3$           | -79.0 | -13.7  |
| $K_4$           | -93.9 | -124.2 |
| $K_5$           | -78.7 | -81.4  |
| Correlation     | .989  | .989   |
| Std.deviation   | .951  | .987   |
| Figure of Merit | 13.5  | 13.0   |

本発明の具体例を第 5 図に示す。

この発明では、導光部材や、拡散部材等 IRED の前面に置くべきものは必要ない。

ただ少くとも、ひとつ以上の IRED と光検出器が一体となって腕の面に直接当てられるような構造となっているだけである。

計測器本体 50 は手に持てるサイズで、ひとつもしくはそれ以上の IRED16″ を支持するケース 55 をもつ。

第 5 図では一対の IRED がケース 55 の下面の対象位置におかれている。

もし、複数の IRED を使用する場合はそれぞれが同じ半値巾と中心波長をもっていなければならない。

IRED はケース 55 の下面 57 に設けられた開口部 56 に設置されている。

開口部 56 は近赤外線透過する材質で保護されている。(図示せず) これはホコリやチリ等の侵入を防ぐためのものである。

ケース 55 の下部におかれている光検出器 28′ は 2 つの IRED16″ から等間隔の位置におかれている。

光検出器 28′ が設置されている開口部 59 も又、IRED のそれぞれと同じように近赤外線透過する材質で保護されている。

もし必要なら、電磁波の影響を防ぐために光検出器 28′ を導電物で囲ってもよい。

光隔壁 60 は IRED16″、光検出器 28′ の間におかれ、IR ED16″ からの光が直接光検出器 28′ に入れることを防いでいる。

光隔壁 60 は、軽い材質であることが望ましいが、光を通さないものなら何でもよい。又、読み取り誤差を防ぐために、外光線を防ぐ目的で可撓遮光材 74 を設けている。

光検出器 28′ と IRED16″ はケース 55 の中の電子部品を搭載したプリント回路基板 58 上に同様にマウントされている。

光検出器 28′ はアナログ-デジタル変換機 40′ に接続された電気信号増幅器 30′ に接続される。

アナログーデジタル変換機40'は読み取りボックス(液晶表示部)36'につながれたデジタルプロセッサ41'に接続される。

本発明でよいであろうされるものは、アナログーデジタル変換機及びデジタルプロセッサ、液晶制御器等は全体が一素子になったNEC日本電気(株)製の $\mu$ PD75328のような形態のものである。この素子では4ビットのデジタル変換機をもち、精度を損うことなく、大巾なコスト・ダウンを実現出来る。

光検出器28'で検出された電圧信号は体脂肪率に変換され、読み取りボックス36'に表示される。

第6図は測定前にゼロ・アジャストをするために使用する光学標準スリーブを示している。光学標準スリーブ70は近赤外線を通さず、空間162と計測器本体50の端面165と組合せるためのフランジ164をもっている。

寸法は空間162の下面から計測器本体50の先端部166までの距離(h)によって支配される。この距離は計測器をキャリブレーションするときの標準値(%REF)と同等の反射光値を得られるように決定される。(反射度合いは反射面の材質や空間の形状によって左右される。)そしてこれがゼロ・アジャスト又は基準決めのために使われる。

スリーブ70は反射面72(この反射面での使用する近赤外における反射率は約24%の体脂肪をもつ人を測定したときに得られるインタラクタンスの値と等しい。)

工場では、一台の基準ユニットを体脂肪率が判っている有効多数量のサンプルを用いキャリブレーションする。(即ちサンプルは水中体重法等によって体脂肪率が既知となっている。)

このキャリブレーションでは傾き(後述“ $C_1$ ”)と、y-切辺(後述“ $C_0$ ”)を求めるためのものであって体脂肪計算式は、この基準ユニット及び製品に共通に使はれる。

この基準ユニットを用いて製品をキャリブレーションするための方法は以下の通りである。

1) すべての直線出力型検出機は光の量に対して直線的な比例出力をもち光が全く無いときの出力はゼロである。(第8図を参照)、しかしながら個々の検出機は異なった感度特性(傾き)を示す、又、この感度特性には経年変化がある。そこで測定前には、ユーザーはゼロ・アジャストのステップとして、この傾きを測定しなければならない。

2) 個々のユニット間の違いは、光検出機の出力差のみである。

この差はIREDの光出力差や、検出機の感度差や、電源変動等により生ずる可能性がある。

発光する光スペクトラムの特性や、機械の寸法等は、個々のユニット間で違いはない。(スペクトラムの特性に差がないのは、IREDの半値巾が広い理由による。)

すべての光学スリーブは正確に一致した反射率をも

つ。(具体的には0.2~0.3%以内)或るひとつのユニットで計った場合のバラツキは、既知のサンプルに対して、以下のキャリブレーションを行う。

基準ユニットで光学標準スリーブを当て、ゼロ・アジャスト操作を行うと、次式によって得られる体脂肪値を表示する。

$$\%REF = C_0 + C_1 * V_m \quad (I)$$

ここで $V_m$ は検出機からの電圧出力値、基準ユニットで既知のサンプルを計った場合、 $C_0$ は切辺、 $C_1$ は傾きを示す。

製品ユニットで同じ光学基準スリーブを当て、ゼロ・アジャスト操作をしたときの式は、

$$\%REF = K_0 + K_1 * V_p \quad (II)$$

である。ここで $K_0$ は切辺、第8図に示すように $K_1$ は傾き。

第8図とI・II式から明らかに

$$\text{When } I_m = 0, \% = C_0 \text{ (Master Unit)} \quad (III)$$

$$\text{When } I_p = 0, \% = K_0 \text{ (Production Unit)} \quad (IV)$$

Jは検出機からの電圧出力である。

ここで基準ユニットと製品ユニットが同じキャリブレーションをもつためには、電圧出力が0のとき、それぞれの体脂肪率が同じに表示されなければならないのでII式とIV式から

$$C_0 = K_0 \quad (V)$$

(II)式に代入すると

$$\%REF = C_0 + K_1 * V_p \quad (VI)$$

製品の最終的なゼロ・アジャストは、基準ユニットに如何に近かずけるか。ということであり、ユーザーは以下の手段をとらなければならない。

計測器50はゼロ・アジャスト・モードとし、計測器50の先端166を空間162の下面に対して、その反射光を基準とすべく、光学標準スリーブ70を装着する。

製品のゼロ・アジャスト・ボタンを押すと、製品はVI式から $K_1$ を計算し、体脂肪率を測定するために $K_1$ をストアする。

1波長測定では、傾きと切辺の計算のみでよいので、人間を測定したときの式は

$$\% = C_0 + (\%REF - C_0) \div V_p * V_{s_{0.01}}$$

になる。

$C_0, V_p, \%REF$ はすでに説明した。 $V_{s_{0.01}}$ は目的の人間を測定したときの光検出機の電圧出力で%はその人の体脂肪率である。

光学標準の材質は、脂肪率や、その外の測定する成分によって適度な反射率をもつものを選ばなければならない。

例えば、体脂肪率の場合は、ポリ塩化ビニール(P.V.C)である。

キャリブレーションした後の体脂肪率の測定では計測機の下面を身体に当てる、上腕二等筋の筋方向に対してIREDの並びが直角になったとき、最大の精度が得られ

る。

インタラクタンスの場合は、 $\log 1/I$ の代りに $1/I$ を使用しても本質的には精度が落ちることはない。

この理由は、実用上測定される範囲において、脂肪率は直線的な特性変化をするためである。

この直線関係上での計算は $\log$ を使用した場合に比べ、演算回路の規模が縮小されるので低価格で実現出来る。

更に本発明によれば、工場での個々のユニットに対するキャリブレーションが省けるので、大巾なコスト・ダウンとなる。

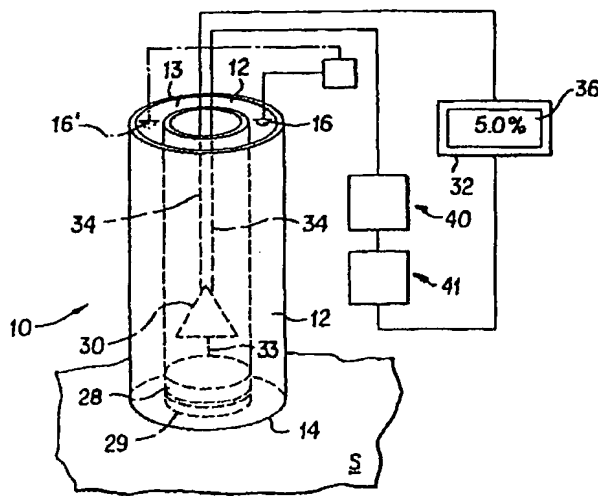
必要なキャリブレーションはユーザが測定前にゼロ・アジャストする。ということだけである。

ここでは、1波長測定に使用する波長は殆んどの近赤外線域のIREDが発光する波長を使用できる。

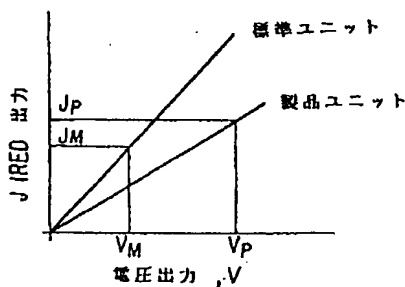
しかしながら、アフリカの黒人では可視域からおおよそ950nm附近までの吸収がみられる。

そこで、現在商品化されている低価格IREDの中で950nmの中心波長をもつものが現状で、これは膚の色の影響を受け難いという点で理想である。

【第1図】



【第8図】



\* 更に精密な測定のため身体的パラメータを使うことが出来る。パラメータとは、前出の身長、体重、運動量、性別、人種のことである。

1波長測定の場合の実用上十分な脂肪率算出式は、身体と体重を用いて

$$\begin{aligned} \text{体脂肪率} = & K_0 + (\% \text{REF} - C_0) / V_F * V_{S_{0.0}} \\ & + K_1 * W / 100 * (1 - V_{S_{0.0}} / V_F) \\ & + K_2 * H / 100 * (1 - V_{S_{0.0}} / V_F) \end{aligned}$$

になる。

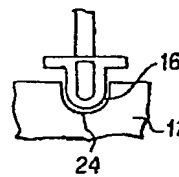
ここで $K_1$ ・ $K_2$ は基準ユニットで既知のサンプルを測定したときのデータを重回帰演算して得られる値である。 $W$ は体重(Pond)、 $H$ は身長(inch)である。体重・身長以外のパラメータは殆んど上式に吸収される。

本発明では体脂肪測定を正確かつ高信頼性で測定出来る理論、及び方法を提供するものであり、従来技術よりも大巾なコスト・ダウンが出来、近赤外線を用いて非破壊計測が出来る。

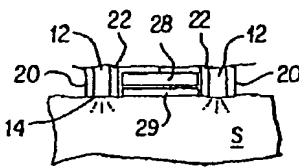
本発明は、色々な変形や、細かな部分に亘る改良、改造等が考えられるが、これまでの説明に使用した図の類はモデル図で、これに限定されるものではない。

\* 20

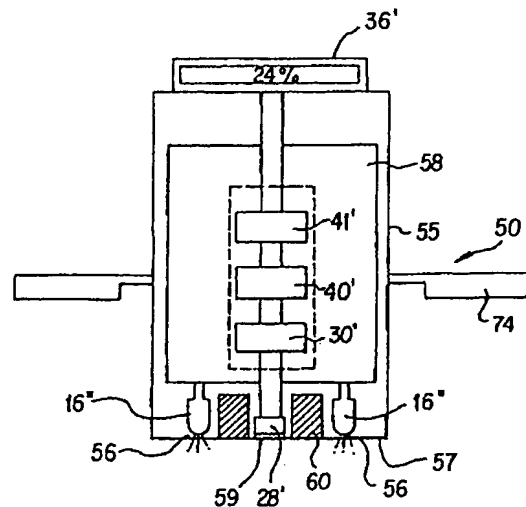
【第2図】



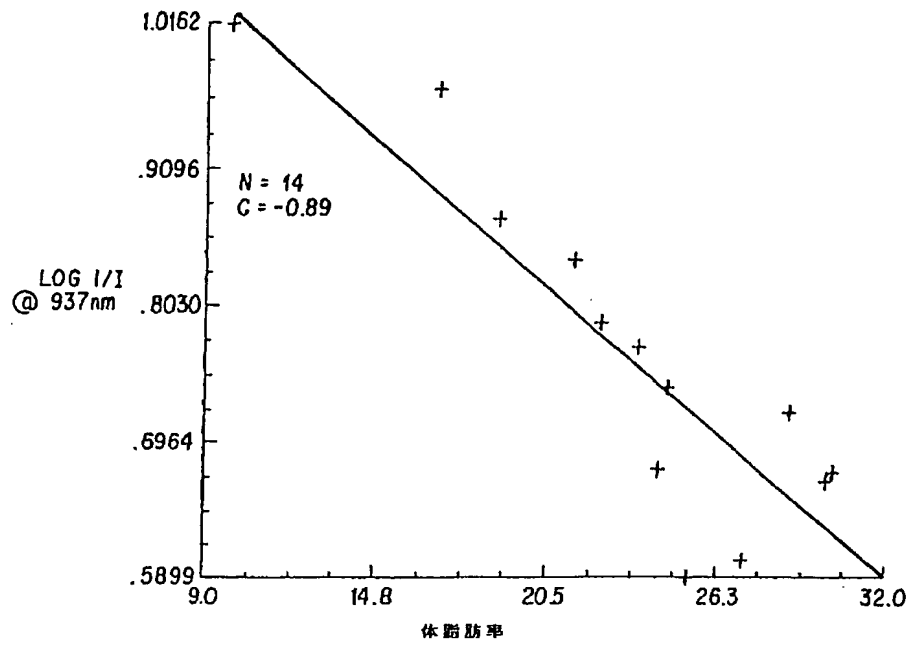
【第3図】



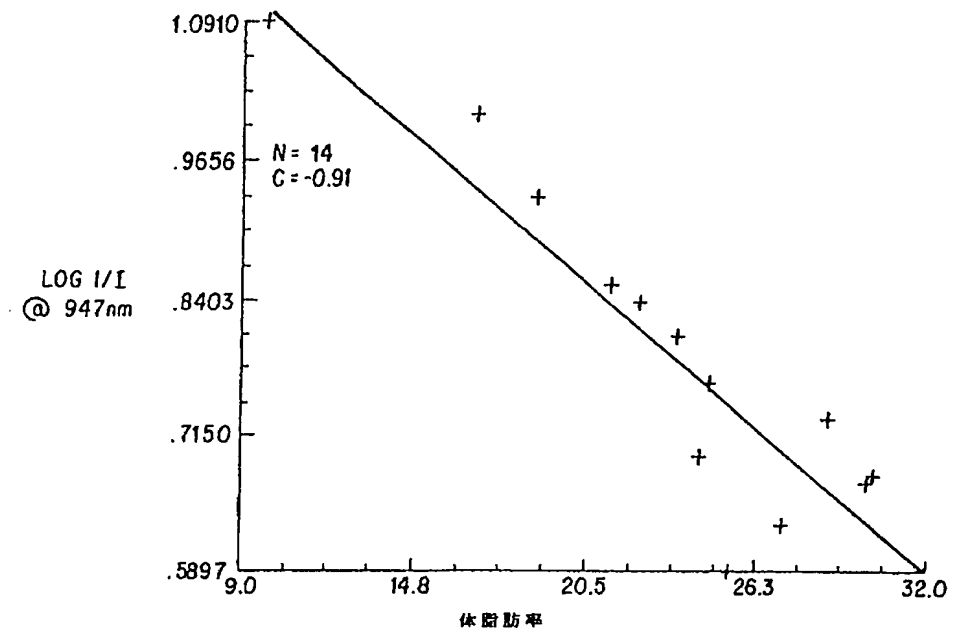
【第5図】



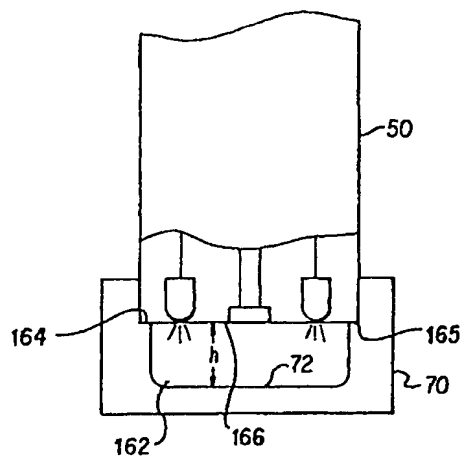
【第4A図】



【第4B図】



【第6図】



【第7図】

